

A MONITOR WHICH ANALYSES PULS FREQUENCY BY PHOTOPLETHYSMOGRAPHIC MEASUREMENT AND A MEASURING METHOD THEREFOR

Publication number: JP5504084T

Publication date: 1993-07-01

Inventor:

Applicant:

Classification:

- International: **A61B5/0245; A61B5/0205; A61B5/024; A61B5/08; A61B5/0205; A61B5/024; A61B5/08; (IPC1-7): A61B5/0245**

- european: **A61B5/024D**

Application number: JP19910504310T 19910214

Priority number(s): SE1990000564 19900216; WO1991SE00106 19910214

Also published as:

W 09111956 (A1)
W 09111956 (A1)
E P0515482 (A1)
E P0515482 (A1)
US 5396893 (A1)

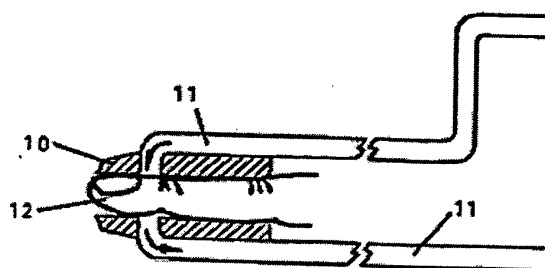
more >>

Report a data error here

Abstract not available for JP5504084T

Abstract of corresponding document: **WO9111956**

A pulse-frequency analyzing monitor which is provided with an optical sensor and which is intended for measuring photoplethysmographically the blood circulation of a subject, such as a body part of a human being or an animal, includes a light source, preferably a light-emitting diode for infrared light, fibre optics, a detector unit for detecting the alternating voltage, or AC-component of a generated PPG-signal for the purpose of determining the heart frequency of the subject, an electronic amplifying unit and a presentation unit, for instance an oscilloscope or a display unit. The apparatus also includes means for separating from the detected PPG-signal a signal component which indicates the respiration frequency of the subject. The PPG-signal is coupled to a filter, preferably a digital filter, which enables limit frequencies and the degree of amplification to be set. The digital filter may be a component of a microprocessor which is able to eliminate disturbances, for instance disturbances emanating from 50 Hz stray light, in addition to separating signals concerning the heart and respiration frequency of the subject. The invention also relates to a method of carrying out such photoplethysmographic measuring processes.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公表

⑫ 公表特許公報(A)

平5-504084

⑬ Int. Cl.⁷

A 61 B 5/0245

識別記号

庁内整理番号

8932-4C
8932-4C

A 61 B 5/02

審査請求 未請求
予備審査請求 有310 A
310 H

⑭ 公表 平成5年(1993)7月1日

部門(区分) 1(2)

(全13頁)

⑮ 発明の名称 フォトプレチスモグラフィー測定により脈拍数を分析するモニタ及びそのための測定方法

⑯ 特 願 平3-504310

⑰ 出 願 平3(1991)2月14日

⑱ 翻訳文提出日 平4(1992)8月17日

⑲ 国際出願 PCT/SE91/00106

⑳ 国際公開番号 WO91/11956

㉑ 国際公開日 平3(1991)8月22日

優先権主張 ㉒ 1990年2月16日 ㉓ スウェーデン(SE) ㉔ 9000564-6

⑳ 発 明 者 リンドパーク ラースーゲーラ スウェーデン国、リンケイナ 65 エス-582 ネットガッテン
ン 18㉑ 出 願 人 リンドパーク ラースーゲーラ スウェーデン国、リンケイナ 65 エス-582 ネットガッテン
ン 18

㉒ 代 理 人 弁理士 杉本 ゆみ子

㉓ 指 定 国 AT(広域特許), BE(広域特許), CA, CH(広域特許), DE(広域特許), DK(広域特許), ES(広域特許), FR(広域特許), GB(広域特許), GR(広域特許), IT(広域特許), JP, LU(広域特許), NL(広域特許), SE(広域特許), US

最終頁に続く

請求の範囲

1. 人間や動物の体のような測定対象の血液循環をフォトプレチスモグラフィー法(PPG測定)により測定することによって心拍数を分析するために光センサを備え、

a) 好適にはレーザダイオードまたは発光ダイオードからなる光源と、

b) 前記測定対象の心拍数を測定するために、発生したPPG信号の交流成分即ちAC成分を検出する機能を有する検出装置と、

c) 電子増幅装置と、

d) 例えばオシロスコープ、ディスプレイ装置またはプリンタのような出力装置とからなるモニタ装置であって、検出されたPPG信号から前記の測定対象の呼吸数を示す信号成分を分離するための分離手段を備えることを特徴とするモニタ装置。

2. 前記の分離手段が、前記の測定対象の呼吸数によって引き起こされる前記測定対象の皮膚における血液流の変化を前記PPG信号から分離するためのものであることを特徴とする請求項1に記載のモニタ装置。

3. 限界周波数及び増幅度を設定するための手段を有する1個または2個以上のフィルタ、好ましくはデジタルフィルタを含むことを特徴とする請求項1または2に記載のモニタ装置。

4. 前記フィルタが一体に組み込まれており、かつ限

界周波数の選択及び設定のために前記信号の周波数成分を電子的に検出するための手段を備えることを特徴とする請求項3に記載のモニタ装置。

5. 前記フィルタが適応フィルタであり、フィルタ特性を最適化するように、卓越した心拍数及び/または呼吸数に適應するようになっていることを特徴とする請求項4に記載のモニタ装置。

6. 好ましくないエネルギー損失を減らすことなく、前記PPG信号の低周波成分が、自動的に平滑化されるように、前記PPG信号を直流補償するための手段を備えることを特徴とする請求項1乃至5のいずれかに記載のモニタ装置。

7. 例えば指のような適切な体に取り付けることができ、かつ光を前記の体に送る手段と前記の体を通過する光またはこの中で反射される光を捕集して前記検出装置へ伝達する手段とを含むプローブを備え、該プローブに、前記光源から前記測定対象の皮膚に光を案内し、かつ前記皮膚から前記検出装置に案内する光ファイバを接続したことを特徴とする請求項1乃至6のいずれかに記載のモニタ装置。

8. フーリエ変換を計算するようにプログラムされ、かつ/またはデジタルフィルタリングによって前記測定対象の心拍数または呼吸数に関する信号を分離するようにプログラムされ、かつ/または例えば50Hzの選光に起因する妨害を除去するようにプログラムされたマ

フォトプレシスモグラフィー測定により脈拍数を分析するモニタ及びそのための測定方法

技術分野

本発明は、光センサを備え、フォトプレシスモグラフィー（PPG測定）技術を用いて人体や動物の体の一部分のような測定対象の血液循環を測定することにより脈拍数を分析する機能を有する、請求項1の前記部分に記載されるようなモニタ装置に関するものである。また、本発明はこのような測定を行う方法に関する。

背景技術

フォトプレシスモグラフィー技術（以下PPG法と称する）は、当業者において50年以上前から知られており、技術的には採血血液循環の測定に適用される。この方法は、主として手術時に心拍数及び血液循環を測定するために用いられる。この方法は、とり分け、侵襲的でなく、かつ患者に感知可能なほどの外傷を与えるものでないことから、多くの長所を有する。さらに、この方法は、実施するに際して非常に高価な機器や複雑な設置装置を全く必要としない。

適当な光源からの光が皮膚に衝突すると、光はその衝突した組織の性質によって弱まったり、減衰する。この光の減衰は常に一定であると考えられる。また、光は多数の血管を通過し、血管中の血液によって減衰する。光は、吸収、反射及び様々な形の散乱のような多くの複雑

マイクロプロセッサを備えることを特徴とする請求項1乃至7のいずれかに記載のモニタ装置。

9. 人間または動物の体のような測定対象の血液循環を、好適にはレーザダイオードまたは発光ダイオードからなる光源と、測定対象の心拍数を測定するために、発生したPPG信号の交流電圧即ち交流成分を検出するための検出装置とを用い、更に、電子増幅装置及び例えばオシロスコープ、ディスプレイまたはプリンタのような出力装置を用いて、フォトプレシスモグラフィー（PPG測定）法により測定する方法であって、検出PPG信号から前記測定対象の呼吸数を表す信号成分を分離することを特徴とする方法。

10. 前記の測定対象の呼吸数によって引き起こされる前記測定対象の皮膚における血液循環の変化を前記PPG信号から分離することを特徴とする請求項9に記載の方法。

な過程の結果として減衰する。PPG法は、調べる対象の容積中に存在する血液の量が多ければ多いほど、光の減衰が大きくなるという考え方に基づいている。その結果、PPG法では、分析の対象として2つの信号成分、すなわち調べる容積中の全血液量に相当するDC（直流）成分と血液流の脈動を示すAC（交流）成分とが得られる。

前記の現象を研究するためには、光源、光検出器、増幅エレクトロニクス、及び例えばオシロスコープまたはプリンタのような出力装置を用いる必要がある。

例えば、光源と光検出器とを血液循環を測定しようとする対象の両側にそれぞれ置き、その結果得られる透過光を光検出器によって測定する。この技術は、透過フォトプレシスモグラフィー法と呼ばれることがあり、指、耳たぶ、つま先のようないくつもの皮膚表面だけにしか適用することができない。

より一般的な方法では、光源と光検出器とを共に同じプローブ内に配置し、反射光を測定する。この技術は、反射フォトプレシスモグラフィー法として知られており、圧倒的に多く用いられている。PPG信号の脈動成分即ち交流成分は、従来から各心拍における血液量（容積）の変化で発生すると長い間考えられている。血液量が多ければ多いほど、光検出器に入る光は少なくなる。

しかしながら、このことが全く正しいわけではないことは明らかである。試験は、血液が硬質のガラス管中で

脈動できるようにして、容積変化が不可能で、流量のみが脈動するような条件下で行われていた。この場合にも、脈動するPPG信号が得られるが、これは各心拍中に変化する赤血球の向きの変化を検出することによって説明することができる。

要するに、交流成分が発生することについては、血液量の変化と赤血球の配向という2つの理由がある。

典型的なPPG信号は、時間平面内において心拍と同じ周期性を持つ血圧曲線の形状を示す。また、この信号は多くの低周波を含む。

本発明は、これらの低周波が交感神経系及び呼吸によって生じる血液流の変化の結果として発生するという知見に基づくものであるが、この知見は、息を吸い込む時、即ち吸息時に胸腔内圧力が下がるという周知の事実に基づいている。この圧力低下は、心房及び心室に静脈血を「吸い込む」ために利用される。

本発明は、これを出発点として、この圧力低下が静脈系の血液流に変化を起こさせると仮定すると共に、この変化を検出することがPPG法を用いて、特に静脈系における測定を可能にする技術を用いることによって、可能なはずであると仮定している。

交感神経系における神経信号も血液流に影響を及ぼす。血管の周囲の平滑筋は、呼吸数に近い周波数で脈動する。この脈動は、その研究者達の名Traube-Heringにちなんで通常Traube-Heringの波と

と呼ばれる。これよりさらに低い周波数の波も見られ、通常 Mayer の波と呼ばれている。

また、血液は、いわゆる動脈吻合においても脈動して体温を制御している。これは通常約 0.3 Hz の周波数を持ち、Burton 波と呼ばれる。

発明の簡示

本発明は、前述の知見に基づき、また本発明の根拠となる理論に従って構成された装置を用いて行った測定及び分析に基づくものである。

血液循環を測定するためになされた本発明の監視装置は、請求の範囲の請求項 1 の前記部に記載した種類の装置であり、同請求項の特徴部分に記載した特徴を有する。

以下に簡単に説明する本発明の基礎をなす徹底した実験の結果、呼吸が PPG 信号の全体的な成分をなす低周波成分の原因であるということが確認された。

実施された一連の実験によって、実験で抽出された信号は、プローブが身体のどこに設置するかに関与的に拘りなく、観測できることが分かった。これによって、抽出された PPG 信号が呼吸によって引き起こされる血圧の変化を表し、これと共に試験の対象を流れる血液流の変化を表す測定値であるという結論が得られる。

本発明のモニタ装置は、人間の医療施設にあって一般的な用途に用いられるものと期待される。集中治療室の患者、麻酔状態または手術後の状態にある患者の場合は、心拍数及び呼吸数を監視することが重要である。これら

2つの生理学的変数が分かっているならば、医師または看護婦は患者の全体的状況を良く把握することができる。麻酔状態におけるこれらの変数を監視することによって、麻酔の深さを評価することが容易になる。

とりわけ、本発明によって、多くの場合に扱いが全く面倒で、複雑な上に信頼性に欠けるような従来用いられていた呼吸数監視方法及び装置に付随する重大な欠点が解消される。

幼児治療の場合、一般に集中治療を受けている成人の場合よりも呼吸パラメータを監視することが重要である。この点に関して、本発明のモニタ装置は、これまで最も多く使われてきた技術、すなわち皮膚の表面に ECG (脈波) 電極を取り付けて行うインピーダンス・プレチスモグラフィと比べて、これらの電極 (通常3個) が胸部の比較的大きい面積を占めるところから、優れている。X線検査を行うことが必要な場合、これらの電極はX線を透過しないから取り外さなければならない。

さらに、周囲の電気器具からの光による外乱が、関連する入力増幅器に接続された ECG ケーブルに誘導される。これらの信号ケーブルは、誘導結合され、且つ容量結合されている。手術時には、ジアルミーの外科的適用のために ECG 記録を行うこと、及び長時間に亘って心拍数を測定することが不可能である。

ECG 電極及びこれと共に使用される軟着は皮膚に炎症を引き起こし、特に監視が長時間に及ぶ場合、及び特

には皮膚が非常に柔らかくて敏感な幼児の場合には炎症がひどくなる。電極及びこれに接続されたリード線またはケーブルも子供の運動能力を制限する。

本発明は、上記の点に関連して直接的に重要な利点を有すると共に、間接的には呼吸数の測定方法に関連して利点が得られる。

例えば、本発明の監視装置は、使用や取り扱いが容易であり、皮膚への電極の長期使用に付随する上記のような問題がなく、ジアルミーを行う手術の際にも妨害がなく、センサの取り付けに関する自由度が大きいなどである。例えば、センサを備えたプローブは、他の検査を行っている胸部領域から離れた指あるいはつま先に取り付けることができる。さらに、センサ素子は、例えばX線検査を全く妨害することがないように非常に小さくすることができる。

さらに、本発明のモニタ装置が有する別の非常に重要な利点は、例えばパルスオキシメトリー (pulse oxymetry) や細胞除去器のように、心拍数と呼吸数が重要なパラメータであるような種類の多くの異なる医療機器と統合できるということである。

患者の身体上で直接測定を行うことを可能にするためには、少なくとも1つまたは複数のフィルタをモニタ装置に備えることが必要である。しかしながら、これによって、信号がはっきりした変化を示すことがあるために、限界周波数を選択することが困難になる。

従って、本発明の好適な一実施例のモニタ装置は、少なくとも1つまたは2つ以上のフィルタ、好ましくはデジタルフィルタを備え、これらのフィルタが限界周波数及び増幅度を設定するための手段を有するという特徴を有する。この種類のフィルタは、好適には、さらに限界周波数の選択及び設定のために信号の周波数成分を電子的に検出するための手段を備える装置に組み込まれると好都合である。

本発明のモニタ装置の別の実施例によれば、前記フィルタは適応フィルタであり、フィルタ特性を最適化するように、最も多く観測される有効な心拍数及び/または呼吸数に適合するように構成されている。

さらに、本発明のモニタ装置は、好ましくないエネルギー損失を招くことなく、PPG 信号の低周波成分を自動的に平滑化するよう PPG 信号を直流補償するための手段を備える。

特に実際の使用に於いて好適な本発明の一実施例の場合、前記モニタ装置は、例えば指のような身体の適当な部分に配置することを目的とし、前記身体部分に光を送るための手段と、及び前記身体部分を透過した光または前記身体部分で反射された光を検出装置へ送るために捕捉する手段を含むプローブを有する。このモニタ装置は、プローブに接続され、光線から皮膚へ、また皮膚から検出装置へそれぞれ光を伝達する機能を有する光ファイバを特徴とする。

前記のモニタ装置においては、光ファイバを通して皮膚へまたは皮膚から光を送ることによって、電磁妨害または干渉に非常に強いシステムが得られるが、これは医療の分野においては極めて重要な特徴である。特に、この特徴によれば、ジアルテルミーを用いる手術の際に心拍数及び呼吸数を記録することが可能となる。手術時に妨害の作用を受けないこの種の装置は、当該技術分野において非常に重要な進歩を印すものである。

本発明のモニタ装置は、好ましくは、フーリエ変換の計算を行うようにプログラムされ、かつ／またはデジタルフィルタリングによって測定対象の心拍数及び呼吸数に関する信号を分離するようにプログラムされ、かつ／または例えば周波数50Hzの遮光から生じる妨害を除去するようにプログラムされたマイクロプロセッサを備える。

マイクロプロセッサ技術を用いて得られる更に別の可能性は、前記測定方法にパルスオキシメトリーによるS_aO₂測定を組み合わせたことである。

また、本発明は、フォトブレチスモグラフィ測定プロセスを実施する方法に関し、この方法は、主として請求の範囲の請求項9に記載した特徴を有する。

実験内容の要約

上記の理論、すなわちその主な信号成分が検査対象の心拍数を表すPPG信号から前記検査対象の呼吸数を表す信号成分を分離することも可能であるという理論を科

この装置は、成人の場合には良好に機能する。心拍数と呼吸数はフィルタ技術によって分離することができる。心拍数が主信号成分である。2つの信号成分はパワースペクトルにはっきり現れ、相互相関関数は基準信号との相関を示している。

人工呼吸装置内の幼児の場合には、呼吸が全く主信号成分となる。幼児の場合にこれら2つの信号成分をフィルタで取り出すことは、成人の場合に比較してやや困難である。これらの2つの周波数はパワースペクトルにはっきり現れるが、スペクトルでは完全に呼吸の周波数（呼吸数）が卓越している。相関関数は基準信号との相関を示す。

動物の場合には、呼吸数が主信号成分である。高周波成分をフィルタで取り出すことができるが、この成分が心拍数であるとは保証することができない。パワースペクトルは、その原因を容易に確認することができない多くのピークまたはスパイクをもった幅広い帯域を有する。相互相関関数は、相関を確認することができる呼吸についてのみ構成した。

図面の簡単な説明

以下、本発明に基いて実施したこれらの実験について、添付図面を参照しつつ詳細に説明する。

図1は、実験で使用した測定エレクトロニクス装置の原理的構成を示すブロック図である。

図2及び図3は、これら一連の実験で使用した測定ブ

学的に裏付けるために、簡単なフォトブレチスモグラフィ即ち光血量計を組み立てた。4個の異なる測定プローブを各々フォトブレチスモグラフィに取り付け、これらのプローブにはいずれも光源として発光ダイオードを用いた。1個のプローブは使用した波長が875nm（ナノメートル）であり、他の2個のプローブは波長が940nmで、残りの1個が波長が950nmであった。これらのプローブは全て反射光測定型であった。このフォトブレチスモグラフィは、周波数範囲0.2〜10Hzまたは0.2〜20Hzで使用した。

フォトブレチスモグラフィを使用して、犬、猫、35歳の成人男子及び保育器に入れられた幼児の血液循環を測定した。フォトブレチスモグラフィ信号中の呼吸数及び心拍数の両方を示すために、成人及び幼児の心拍数及び呼吸数を他の方法を用いて別々に記録した。この実験に使用した動物の場合、呼吸数だけを別個に記録した。これらの測定値を測定データ分析における基準信号として使用した。測定結果は全て測定用テープレコーダに記録した。

測定データは、一方では時間平面で分析して、フォトブレチスモグラフィ信号中の2つの信号成分をフィルタで取り出し、他方では周波数平面で分析して、パワースペクトルを計算した。また、フォトブレチスモグラフィ信号及び基準信号の相互相関関数を計算した。これらの分析結果から次の結論を導き出すことができる。

ローブの簡略図である。

図4及び図5は、構成部品に参照符号を付して示す回路図である。

図6は、光ファイバを用いると共に、測定対象の1本の指にプローブを取り付けて行う透過率測定の原理を示す。

発明を実施するための最良の形態

光源として赤外発光ダイオードを使用した。発光ダイオードは小形で、機械的に外乱の作用を受けず、ダイオード電流に比例した発光強度を示す。PPG信号の交流成分は微弱で、大きく増幅しなければならない。高い信号レベルを得るためには、光の強度を高くすべきである。これは、発光ダイオードを高電流でパルス駆動することにより達成される。これによって、連続光の場合よりもはるかに高いダイオード電流を用いることが可能となる。このようなパルス光を使用する結果、時間連続型信号の時間離散型測定を行うことになる。

サンプリング定理によれば、連続信号を再生するためには、パルス周波数を前記信号の周波数成分の2倍にすることが必要である。この周波数成分は20Hz以下と考えてよいであろう。パルス周波数としては、サンプリング定理を十二分に満足する1kHzを選択した。ダイオード発光時間は40μsで、サンプリング周期1msの一部分であった。発光時間が消光時間に比べて非常に短いため、発光ダイオードを破壊することなく非常に高

いダイオード電流を使用することが可能である。

連続的な測定応答を得るために、サンプルアンドホールド回路を用いて逐次行われる各測定プロセス間の測定値を一定に保った。ダイオードがその最大発光強度にある時に測定値が必ず得られるようにするために、発光ダイオードが消える前にサンプルアンドホールド回路を閉じる（これによって測定値を保持する）。

サンプルアンドホールド回路からの信号は、ローパスフィルタに通すことによって平滑化される。

測定エレクトロニクス装置の原理的構成は、図1に示されている。以下、図1の各部分を図4の回路図を参照しつつ説明する。

測定プローブ

これらの実験においては、A～Dで示す4個の異なる測定プローブを使用した。これらの測定プローブは、全てUnited Detector Technology社製のモデルS-4Cという型名の発光ダイオードよりなる検出器を備えていた。

次の3個の異なる発光ダイオードを使用した。

プローブ		波長	光出力
A	フィリップス CQY58	875nm	0.5mW
B, C	テレフンケン TSUS5400 (Philips CQY98に相当)	950nm	15 mW
D	ヒューレットパッカードHEMT1001	940nm	2.5mW

レキシブルケーブルを用いた。

パルスエレクトロニクス装置

これらの実験で使用したパルスエレクトロニクス装置は、第1に発光ダイオードを駆動すること、及び第2に制御信号をサンプルアンドホールド回路に供給するという2つの機能を有する。このパルスエレクトロニクス回路の基本的構成要素は、周波数1kHzの方形波を発生する双安定フリップフロップである。このフリップフロップは、2つのNANDゲート（図4の回路図におけるIC1A及び1B）及びバッファ回路（IC2）を中心として形成される。このクロック（方形波）周波数はR2とC1の積に比例する。外乱高周波を除去するために、コンデンサC24が必要である。

制御パルスは、方形波のエッジによって立ち上がりエッジがトリガーされる単安定フリップフロップ（IC3）によって発生する。

この単安定フリップフロップが「ハイ」に維持される時間は、発光ダイオード（LED）についてはR3とC2との積によって決まり、サンプルアンドホールド回路についてはR4とC3の積によって決まる。

発光ダイオードには、ダーリントントランジスタ（図4のT1）を中心に形成されたトランジスタ段を介して電流が供給される。ダーリントントランジスタは、実際には直列に接続された2つのトランジスタよりなり、非常に高い電流増幅率を持つという好ましい性質がある。

ここで、光は比較的広帯域の光であり、その波長値は最大強度のものであるということに注意すべきである。光出力値は、半球内に放射される全光エネルギーであり、HEMT 1001の場合は既存のデータシートから推定した。また、発光ダイオードは、光を様々な方向に放射することにも留意すべきである。

図2に示すように、測定プローブはアクリルチューブ4を有し、発光ダイオード1と発光ダイオードの形態をなす検出器2とがエポキシ樹脂5に埋設されまたは一体に成形されている。アクリルチューブ4は直径が8mmで、直径12mmの管3で圍繞されている。

図3に示すプローブは、検出器2が検出面に関して傾斜しているという点において図2に示すプローブと異なる。

各プローブには、下記の発光ダイオードを用いた。

プローブAは、発光ダイオードCQY58を使用。

プローブB及びCは、発光ダイオードHEMT1001を使用。

プローブDは、発光ダイオードTSUS 5400を使用。

プローブA及びDは、図2に示すプローブBと同様に構成した。

プローブと電子装置とを接続するケーブルには、Toko社によりPick-uptrud PU402という商品名で販売されている非常に薄い遮蔽した4芯フ

このトランジスタのコレクタとエミッタとの間の電圧降下は、約1.4Vであった。

発光ダイオード制御パルスは、パルス値がハイの時にトランジスタが最小導通となり、パルス値がローの時に全導通となるような値の抵抗（R5）を介してトランジスタのベースに接続した。

高コレクタ電流と高い光強度が得られるように、使用した前記装置のフロントパネル上のスイッチによって抵抗R41をコレクタ抵抗R6と並列に結合した。コレクタ電流は、スイッチが「ロー」の位置では130mA、「ハイ」の位置では180mAであった。

電流・電圧変換器

測定プローブの発光ダイオードは、+2.5Vで逆方向にバイアスした。このバイアス電圧は、精密レギュレータであって電圧を安定した状態に保つIC11によって得た。このようにして検出器の線形応答が確保された。その結果、検出した光強度に比例する逆電流が、発光ダイオードから得られた。この電流を、演算増幅器（IC4）を中心に構成された電流・電圧変換器によって電圧に変換した。

ここで、電流・電圧変換器が反転型回路であるということに留意すべきである。

サンプルアンドホールド回路（IC5）

この回路は、各測定プロセスと次の測定プロセスの間で、時間離散型測定値を一定に保つ機能を提供した。し

かしながら、サンプルアンドホールド回路は、制御論理回路からのスパイクの形態をなす外乱が測定値ヘリークするという欠点を有する。この欠点は、弱い交流成分に関して特に顕著である。この妨害を低減するために、制御信号の振幅を抵抗R39及びR40によって約2Vに縮小した。この回路に、1.0 μ Fの保持コンデンサC15を接続した。また、このコンデンサは妨害スパイクを減衰させるのに役立った。

200Hzローパスフィルタ

第1のローパスフィルタの目的は、サンプルアンドホールド回路から生じる妨害スパイクを除去することであった。このフィルタは、4次のアクティブ（能動）チエビシェフフィルタの後に受動RCリンクを接続したものであった。このフィルタは、通過帯域において0.5dBのリップルを許容し、カットオフ周波数が200Hzとなるように設計された。また、このフィルタは、2つのカスケード接続された演算増幅器（IC5A及びIC6B）と、R16及びC9からなるRCリンクとを中心として構成された。

0.1Hzハイパスフィルタ

ハイパスフィルタによって直流成分を除去し、これによって交流成分が増幅できるようにした。フィルタは、演算増幅器（IC7）を中心に構成された2次のアクティブ・チエビシェフフィルタであった。このフィルタは、通過帯域において0.5dBのリップルを許容し、0.

を中心に構成した。出力信号は、前記フロントパネル上に配置された「出力20Hz」と表示されたBNCスイッチに結合させた。

10Hzローパスフィルタ

信号は、最後に、上記と同じ種類でカットオフ周波数が10Hzのローパスフィルタを通過させた。信号は、フロントパネル上に配置された「出力10Hz」と表示されたBNCスイッチに結合させた。

ネット部分

測定エレクトロニクス装置は、ディジタルパルス部と、アナログ増幅及びフィルタ部とで構成した。ディジタル技術とアナログ技術と併用する際に出る1つの問題は、ディジタル側からアナログ側へスパイクの形の妨害が発生するという点である。この妨害は、これら2つの各部にそれぞれ別個の電源電圧を用いることによって低減することができる。そこで、各々12Vの2次電圧を発生する2個の2次巻線をもつ変圧器を中心に、内蔵式電源装置を構成した。この交流電圧は、整流ブリッジ、平滑コンデンサ、妨害除去コンデンサ及び集積レギュレータを用いて、 ± 5 Vに整流した。ここで、特に重要なのは、プローブの発光ダイオードを100mAと200mAの間の電流で駆動したということである。その結果、ディジタル用の ± 5 V側へより多くの電流を供給することが可能なより強力なレギュレータを使用した（図5の回路図参照）。

1Hzのカットオフ周波数を有するように設計された。

1~5000倍増幅

増幅器は、オフセット補償された演算増幅器（IC10）を中心に構成された非反転型増幅器であった。増幅率は、前記フロントパネル上に設けたポテンシオメータを用いて変化させた。

50Hz及び100Hzノッチフィルタ

弱い交流成分は基本周波数50Hzによって大きく妨害され、また100Hzの電灯や蛍光灯からの妨害による影響を受けた。これらの妨害は、2個つのカスケード接続されたノッチフィルタで除去した。これらのノッチフィルタは、2個の演算増幅器（50Hz用のIC8Aと100Hz用のIC8B）を中心に構成した。前記フィルタは、正確に所望の周波数が分離されるように、50HzフィルタについてはポテンシオメータR29によって、100HzフィルタについてはR30によって、周波数方向を調節することができた。

10倍増幅

信号は、演算増幅器（IC9A）を中心に構成された非反転型増幅器によって、さらに10倍に増幅した。

20Hzローパスフィルタ

信号は、20Hzのカットオフ周波数を有する3次のアクティブ・チエビシェフフィルタを通過させた。この構成によって、通過帯域において0.3dBのリップルを許容した。このフィルタは、演算増幅器（IC9B）

プローブの光強度

種々のプローブ間の相互光強度関係を推定するために、次の測定プロセスを実行した。

プローブを接続し、かつ光度計をプローブに直接押し当てた。プローブの光度を光度計で観測した。この測定値はすべての光を結合した測定値であり、ダイオードが点灯した時の光強度ではないということに注意すべきである。測定値を次表に示す。

プローブ	光強度	
	「ロー」	「ハイ」
A	25.1 μ W	—
B	15.2 μ W	19.0 μ W
C	18.4 μ W	22.7 μ W
D	32.1 μ W	38.7 μ W

プローブDは、系が自動発振するので、実際に測定を行うためには使用できないことが判明した。この問題は修正しなかった。プローブB及びCは、プローブAに比べてより良好な結果が得られるということが確認されたが、これはおそらく、発生した光の波長がより長いためであると考えられる（プローブAについて875nm、プローブB及びCについて950nm、プローブDについて940nmである）。

測定及び結果

PPG信号をテープに記録することによって、自動測

定プロセスを行った。呼吸数も同時にテープに記録した。人間について血液循環を測定する場合は、心拍数も測定したが、その測定は他の方法によった。これらの信号は、PPG信号の2つの信号成分のための基準信号として使用した。

測定は、3つの異なる対象グループ、すなわち動物、保育器に入れた幼児及び35才の成人男子について行った。

採取した測定値から選択したほんの一部を以下に示す。この選択は、ランダムな選択でもなければ、代表的選択によるものでもない。むしろ、技術を評価する上において重要であると考えられた測定値の一例である。以下、これらの測定プロセスから結論を得るための試みについて説明する。

測定装置

上述のPPG装置に加えて、水銀を充填して測定ブリッジに接続した薄いゴムホースからなるひずみセンサの形態をなすひずみゲージ装置を用いて、動物及び成人の呼吸数を測定した。成人の心拍数はレーザドップラー装置を用いて測定した。レーザドップラー装置を使用した時、呼吸数をレーザドップラー信号において追跡できるかどうかを確認するために、小さな実験を併せて行った。実験に使用した動物については、心拍数を別個に測定しなかった。幼児の場合、心拍数はECGで測定し、呼吸数はインピーダンス・プレチスモグラフ（血圧計）によ

って測定した。

測定した信号は測定テープレコーダに記録し、そこからオシロスコープに接続して、実際の測定プロセス中にモニタできるようにした。

測定データの処理

実際の測定プロセス中には、測定データの処理を全く行わなかった。その代わりに、データ処理は全てテープに記録した信号について行った。測定データは、3つの異なる処理法、すなわち、フィルタリング（filtration）、フーリエ解析及び相互相関により処理した。

フィルタリング（filtration）

PPG信号は、異なる形式のフィルタ、限界周波数及び増幅率を設定することが可能なアクティブ・フィルタ・システムに結合した。これにより、異なる周波数成分を分離し、それぞれの基準信号と比較することが可能となった。前記2つの信号は同時にプリンタに出力された。

フーリエ解析

信号は、信号処理プログラムASYSTANTを用いてEricsson PC上で処理した。PPG信号及び基準信号のパワースペクトルを計算し、かつ引き続いて、周波数平面において比較を行った。

相互相関

相互相関関数は、ある信号の周期性が他の信号において見られるかどうかを確認するための良い方法である。例えば、呼吸周期がPPG信号中に見られるという仮定

の裏付けがあるかどうかを確認することができる。

相互相関関数 $C(k)$ は、前記コンピュータによって次式に基いて計算することができる。

$$C(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1-k} X(n) Y(n+k)$$

ここで、 N は測定点の数であり、 k は信号間のずれであり、 $X(n)$ は一方の信号であり、 $Y(n)$ 他方の信号を表す。ここで、コンピュータは、サンプリングした信号について処理するということに注意すべきである。

このように、相互相関関数は、前記一方の信号が他方の信号の上で「滑る」ということができるたため込み関数の形になっている。例えば、ここで一方の信号がPPG信号であり、他方の信号がひずみゲージで測定した呼吸信号であると仮定する。呼吸数がPPG信号中に見られる場合には、呼吸関数と同じ周期性を有する周期的な相互相関関数を得られる。さらに、この場合は、これらの関数は対称関数であり、前記信号間に時間のずれがない場合には、信号が互いに重なり合い、全ての値が互いに加算方向に作用することから、 k に対するこれらの関数の最大の振幅は0に等しくなる。

成人男子についての測定

これらの測定を行っている時、PPGプローブホルダーを患者の皮膚にテープで確実に固定した。ひずみゲ

ージセンサは胸部上に固定した。また、レーザドップラープローブを両面接着テープによって固定した。測定対象は、測定プロセスの全過程の間ベッドに寝かせた。いくつかの測定プロセスを実行した。指、胸部及び前頭部上における血液循環の測定結果は、以下の通りである。

指上における血液循環の測定

指先は、PPG法を用いて血液循環を測定するのに非常に良い部位である。信号は強く、各心拍毎に明確なピークまたはスパイクを呈する。この測定プロセスを行う前に出された疑問は、呼吸数を検出することも可能であろうかどうかということであった。この測定プロセスでは、PPGプローブC及びローの光強度を使用した。

時間平面における研究の結果は、PPG信号が明確な心拍信号のピークを示すことを示している。周期的な低周波の変化も認められた。心拍間の振幅変化は、約1Vであり、最大振幅変化は約3Vに達した。測定によって得られた2つの波形図でスパイクまたはピークを計数したところ、両方の場合とも1分間に54個のパルスが得られた。

次の一通の試験においては、PPG信号を0.5Hzの限界周波数を有するハイパスフィルタでフィルタリングした。この時低周波の変化がフィルタにより分離された。

次に、PPG信号を0.5Hzの限界周波数を有するローパスフィルタに通した。呼吸信号を基準信号として

用いた。これらの信号間には良好な一致が見られた。PPG信号の振幅変化は約3Vであった。ピークまたはスパイクを計数したところ、1分間に15回の呼吸数が見られた。

次の一連の試験においては、PPG信号を0.5Hzの限界周波数を有するローパスフィルタに通し、かつ測定対象に息を止めるように要請した。この時、PPG信号の変化が小さくなるのが認められ、1Vより小さくなった。

周波数分析

測定対象は測定プロセスの全体を通じて安静な状態にあったことから、信号は長時間に亘って定常的であったと仮定することができる。そこで、周波数分析は、50秒より僅かに長い測定間隔(1024回)で行った。PPG信号のパワースペクトルと呼吸信号及びレーザドップラー信号のパワースペクトルとを分析したところ、PPG信号には、呼吸ピーク及び心拍数ピークと合致する2つの周波数ピークが含まれることが判明した。

相互相関

異なる前記測定方法間の相互相関関数を25秒間隔で計算した。その結果、PPG信号が呼吸及びレーザドップラー測定値と十分な相関を有することが明らかになった。一方、レーザドップラー信号は、呼吸信号との相関は特に見られなかった。このように、レーザドップラー法は呼吸数の測定には適していない。

測定結果、主として相互相関関数の周波数分析によって、PPG信号が呼吸数及び心拍数の双方を含むことがはっきり示された。しかしながら、このことは時間平面でははっきり見られず、それはおそらく前額部が測定プロセスを行うのに良い部位ではないためであると思われる。また、周波数スペクトルから明らかなように、レーザドップラー信号にも低周波成分が含まれていた。これは、おそらく血管運動に起因するものであろう。また、この変化がPPG信号中に現れることも可能である。

保育中の幼児の血液循環測定

幼児の血液循環を測定している際、呼吸成分は明確に卓越しているが、成人の場合のように心拍数は卓越していないということが分かった。これは、幼児の胸部形状が、息を吸い込むときにより明確な胸腔内圧力の低下が生じるという事実によって説明することができる。さらに、幼児の心拍数は成人のそれよりはるかに高く、1分間200にも達する。呼吸数も成人より高く、1分間100回に達する。幼児を心拍数及び呼吸について連続的に監視し、心拍数はECGにより、また呼吸はインピーダンスプレシスモグラフィによってそれぞれ記録した。これら両方の測定プロセスには、同じ電極を使用した。2つの測定信号は、PPG信号と同時にテープに記録した。合計3人の幼児の血液循環を測定した。

結論

実施した一連の試験結果は、幼児の場合には呼吸数が

結論

指示は、PPG法を行うのに優れた部位である。使用した装置によって呼吸数と心拍数を共に測定することができた。

胸部測定

第3肋間隙にプローブを取り付けて、同様の一連の試験を行った。この場合には、プローブAを光強度をローにして使用した。

結論

この試験は、胸部も同様に本発明の方法により測定を行うのに実行可能な部位であることが示している。胸部の運動が信号に反映した可能性はある。

前額部測定

成人について行ったの最後の測定プロセスは、測定対象の前額部にプローブを取り付けて行った一連の試験よりなる。この場合は、プローブCを光強度をローにして使用した。前額部は、応答が非常に弱いので、PPG法を用いて測定を行うのに良い部位ではないことが確認された。一方、前額部は、血管運動と呼ばれる頭部中の血液流の低周波変化が現れる部位である。この変化をレーザドップラー法によって検出することは可能である。この試験は、この変化がPPG法によって認識できるかどうか、または、測定されているのが呼吸かどうかを確認するためのものであった。

結論

主信号成分であるとはいえ、本発明が幼児についても適用可能であることが確認された。両信号成分をフィルタで分離することは、強い呼吸数を大きく抑える必要があるもので、はるかに困難である。呼吸数を抑えることを可能にするために、ハイパスフィルタについて選択された限界周波数を心拍数に近くした。心拍数信号が非常に弱く、かつさらに増幅する必要があったことの原因については、測定プロセスが胸部で行われたこと、及び胸部の運動が明らかに呼吸信号成分を強める方向に作用したという事実によって説明することができる。

追加の測定プロセス

同様の一連の測定プロセスを、うつ伏せに寝かせた幼児の背骨にプローブを固定した場合、及び前記幼児の足の裏に固定した場合について行った。その結果は、胸部と足の裏のように大きく離れた部位で血液循環を測定した場合であっても、呼吸数が卓越した成分であることを示した。しかしながら、足の裏で血液循環を測定した時に得られたPPG信号の振幅は、他の測定プロセスにおいて得られた振幅よりも小さいものであった。

動物の血液循環測定

10匹の犬と2匹の猫の血液循環を測定した。全ての動物は、付随する外科的処置を行う前に全身麻酔または局部麻酔を施した。動物の多くは、腹部の毛を剃り落とされ、その場合には毛を剃り落とした部分の皮膚において血液循環を測定した。プローブホルダーは、測定対

象動物にしっかりと巻回したゴムベルトに取り付けた。呼吸はひずみゲージ装置を用いて記録した。心拍数を別個に測定しなかった。

動物について得た測定データを分析することは、人間について得た測定データの場合よりも困難であった。信号の品質も人間の場合より劣悪であった。幼児の血液循環測定の場合と同様に、呼吸数が信号の卓越成分であることが判明した。種々の犬によって得た測定結果は、それぞれ根本的に異なるものであった。得られた結果に成るパターンを確立することは困難であった。また、2つの信号成分をフィルタで分離することも困難であった。心拍数は特に検出が困難であった。心拍数基準信号を必要とする場合が多くあった。また、周波数分析によっても明確な結果は得られなかった。スペクトルには、原因を確定するのが困難な多くのピークが含まれていた。このような不確定性の原因は、主に高調波にあると思われる。また、犬は、とりわけ心拍数が呼吸によって影響されるので、常に心拍数が一定不変であるとは限らない。その結果、信号が時間の長さに拘らず全く定常的でなく、そのために周波数分析が困難である。

測定結果の評価

実施した一連の試験結果は、本発明により構成された装置を用いて成人及び幼児の呼吸数及び心拍数を検出することが十分に可能であることを示している。動物の血液循環の測定に関しては、結果が比較的疑わしいもので

ある。しかしながら、いくつかの測定プロセスでは肯定的な傾向もみられ、動物の血液循環を測定することもおそらく可能であるが、この場合には信号品質を改善することが必要である。

測定結果を定量化する試み

次の表は、上記のように実施した測定プロセスを要約したものであり、処理した信号及び計算した信号パラメータについての測定の質を定量化しようという試みを表したものである。この評価は客観的なものであり、表中に示す数値は大体次のような意味を有する。

- 3: 非常に良好で明確な信号または信号パラメータ。
 或る種の形態の電子的検出プロセスについては十分であると考えられる。
- 2: 人間の目に対して比較的明確な信号または信号パラメータ。ただし、処理しない限り電子的検出プロセスには適しない。
- 1: 非常に不明確な信号または信号パラメータ。訓練された目であれば識別可能である。電子的検出プロセスには不適。
- 0: 求める信号成分を信号または信号パラメータ中に識別できない。
- : 測定プロセスが実行されなかった。

各測定プロセスについて行った評価の平均値が表中に示されている。この測定は全く精密なものでなく、実施した評価について一般的な考え方を得るためののみ使用

すべきものである。

	表 1								
	未処理信号		濾過信号		周波数分析		相互相関係数		平均値
	心拍数	呼吸数	心拍数	呼吸数	心拍数	呼吸数	心拍数	呼吸数	
成人									
僧	3	1	3	3	3	3	3	3	2.8
胸部	2	1	3	3	3	3	2	2	2.5
前頭部	3	0	—	2	3	3	3	3	2.4
幼児									
胸部	0	3	3	3	3	3	2	3	2.5
背骨	0	2	2	3	2	2	1	3	1.9
足の裏	0	2	3	3	3	2	2	2	2.1
動物									
スバニエル犬									
腹部	0	3	2	—	0	2	—	2	1.3
後脚	0	3	2	—	0	3	—	3	1.5
テリヤク犬									
腹部	1	1	2	3	0	3	—	3	1.9
背骨	1	0	1	0	0	0	—	0	0.3
猫									
腹部	0	3	2	—	0	3	—	3	1.8
足の甲	0	0	2	2	0	3	—	3	1.4

未処理信号は、周界周波数が5 Hzまたは10 Hzのローパスフィルタを通した信号を意味する。

測定対象上で直接血圧値を測定するための装置

以上簡単に説明した一連の試験に基づいて、人間や動物のような測定対象上で直接血圧値を測定することが可能な装置を開発した。この装置は、請求の範囲の請求項1に記載した種類のもので、患者または測定対象の心拍数及び呼吸数をディスプレイ上またはプリンタによって連続的にモニタすることが可能である。

この装置で使用するプローブは、光源、検出装置及び電子増幅装置を有し、前述したような種類のものであってもよい。この装置は、検出されたPPG信号から測定対象の呼吸数を示す信号成分を分離するのに必要な前述のフィルタユニットを備えることもできる。

出力装置は、必要に応じて種々のものを用いればよく、例えばディスプレイまたはプリンタを用いることができる。

フィルタは、ディジタルフィルタを使用すると好都合である。

フィルタには、限界周波数及び増幅度を調整するための手段を設ける。前記フィルタは、好適には、適切な限界周波数の選択及び設定のために電子的にPPG信号の周波数成分を検出できるように構成する。

信頼性のあるモニタ装置を得るためには、さらに、フーリエ変換を計算するようにプログラムされたマイクロプロセッサを備えるべきである。この種のマイクロプロセッサは、ディジタルフィルタリングによって測定対象

の心拍数と呼吸数に関する信号を分離するようにプログラムすることも可能である。また、マイクロプロセッサは、妨害、例えば50Hzの周波数を有する遠光より生じる妨害を除去するようにプログラムすることもできる。

図6は、プローブ10に光ファイバを共働させ、かつ指12に取り付けられる実施例を示す。光ファイバ11の中を光が通過する場合、健康管理機関内で使用するのに極めて重要な機能の電磁妨害に強いシステムが得られる。

図6に示す装置によれば、従来は不可能であったが、ジヤテルミーを併用した手術を行う際に心拍数及び呼吸数を記録することが可能である。

本発明のモニタ装置と共に使用する出力装置は、関係する監視状況に応じた構成とすべきである。出力装置は、長期間に亘ってデータを記憶できると共に、呼吸数及び心拍数を迅速に分析することも可能にするべきである。また、出力装置は、例えば検疫や診断の警報のような従来の警報機能、及び呼吸状態の警報機能を備えるべきである。さらに、出力装置には、他の媒体即ち医療記録や症例記録記入用の印刷媒体に他の媒体に文書化できるようにすべきである。

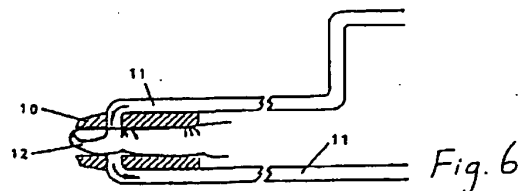
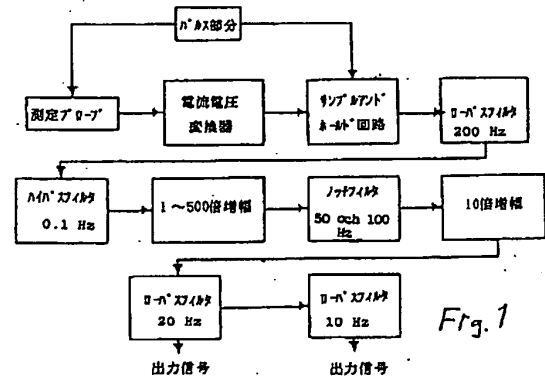
モニタ装置には、他の重要な機能、例えば異なる患者の異なる医療的状態または状況にある場合の呼吸及び心臓活動の異なる信号振幅の自動調整を可能にする機能を備えることもできる。適切な警報限界を有する装置の警

報信号発生部が、その時の状況に応じて修正可能であると好都合である。

以上の説明から、妨害に影響されることがなく、かつ直接電気から絶縁した手法で呼吸数及び心拍数の双方を同時に測定可能な本発明のモニタ装置が、今日の種々の方法及び装置では妨害を受けたり、使用するものが危険であるような多くの状況において多くの重要な用途を有することは明白である。そのような用途の例としては、ジヤテルミーを適用した手術中の患者の監視、例えばMR検査時のような強い電磁界中における監視、産業環境における労働生理学的検査などがある。本発明のモニタ装置は、例えば、心拍数、呼吸数及び酸素飽和率を記録することが望ましいパルスオキシメトリや、プローブを使用する除細動のような他の方法と組み合わせて用いると効果的である。

また、本発明のモニタ装置は、例えば、腎臓結石を破砕する際における磁気カメラや、他の方法では妨害が生じる照射プロセスなど、特殊な検査や試験で使うことができる。本発明のモニタ装置は、獣医学の分野においても、特に手術時の麻酔深さを評価するために用いることができる。

電磁妨害または音響妨害のために従来の方法を用いることが困難な他の用途としては、例えば労働生理学的評価、重工業分野における研究、戦闘機パイロットの飛行条件下における生理学的反応等がある。



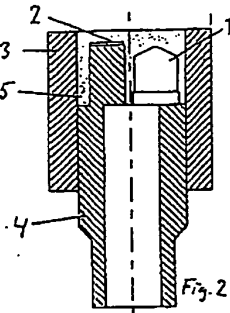


Fig. 2

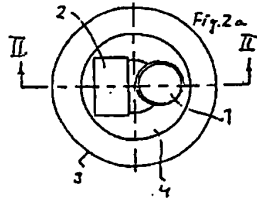


Fig. 2a

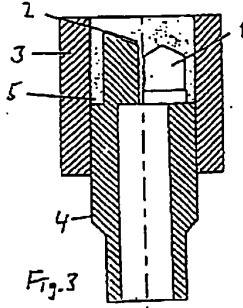


Fig. 3

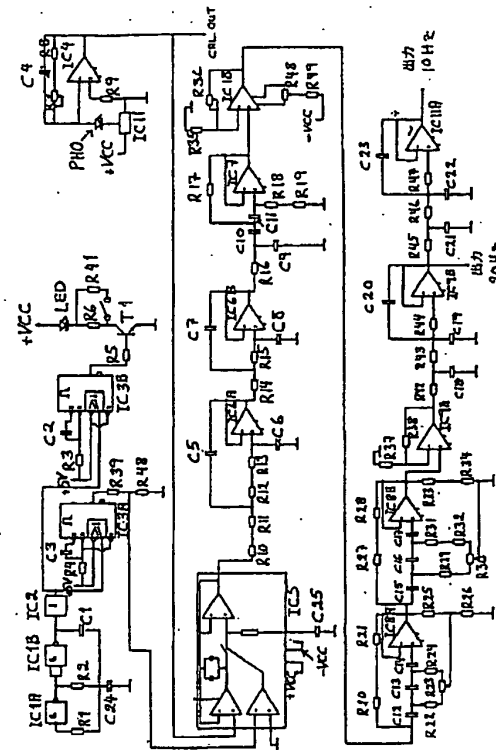


Fig. 4

部品リスト

IC1	4011	R1	10M
IC2	4050	R2	15k
IC3	4538	R3	3.5k
IC4	TL001	R4	3.3k
IC5	NE537	R5	22k
IC6	TL072	R6	18k
IC7	TL071	R7	0-100k
IC8	TL072	R8	1k
IC9	TL072	R9	27k
IC10	TL071	R10	2.2k
IC11	AD580	R11	39k
T1	DD667A	R12	39k
PHO	UDT 8-4C	R13	2.2k
LED	7'0-7' A:COY 58	R14	39k
	7'0-7' B:HEMT 1001	R15	39k
	7'0-7' C:HEMT 1001	R16	100k
	7'0-7' D:COY 58	R17	1.8k
C1	22nF	R18	3.9k
C2	10nF	R19	1.3k
C3	10nF	R20	480k
C4	0-40pF	R21	150k
C5	33nF	R22	4.7k
C6	15n	R23	0-100k
C7	0.22pF	R24	75k
C8	6.8nF	R25	82k
C9	10pF	R26	2.7k
C10	0.22pF	R27	480k
C11	0.22pF	R28	150k
C12	47nF	R29	4.7k
C13	47nF	R30	0-50k
C14	47nF	R31	92k
C15	22nF	R32	33k
C16	22nF	R33	68k
C17	22nF	R34	2.2k
C18	22nF	R35	1k
C19	1nF	R36	0-500k
C20	0.1pF	R37	1k
C21	22nF	R38	10k
C22	1nF	R39	8.2k
C23	0.1pF	R40	5.2k
C24	15nF	R41	18k
C25	1.0pF	R42	560k
		R43	560k
		R44	560k
		R45	1k
		R46	1k
		R47	1k
		R48	0-100k
		R49	1.5k

電源レベル

+Vcc +5V -Vcc -5V

OP増幅器には+Vccと-Vccとが供給されるのに対して、デジタルIC回路には、+Vccのみが与えられる。各デジタル回路には、+Vccと大地との間に0.1μFのメカ・ワ・コンデンサが設けられている。OP増幅器は、+Vccと大地との間及び-Vccと大地との間に類似するメカ・ワ・コンデンサを有する。

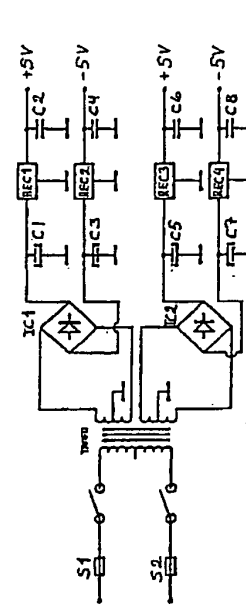


Fig. 5

部品リスト、ネット部分

T1	Trendon 型式 TD 3701
IC1	7805
IC2	7805
IC3	7805
C1	1000μF
C2	0.1μF
C3	0.1μF
C4	0.1μF
C5	0.1μF
C6	0.1μF
C7	0.1μF
C8	0.1μF
C9	0.1μF
C10	0.1μF
C11	0.1μF
C12	0.1μF
C13	0.1μF
C14	0.1μF
C15	0.1μF
C16	0.1μF
C17	0.1μF
C18	0.1μF
C19	0.1μF
C20	0.1μF
C21	0.1μF
C22	0.1μF
C23	0.1μF
C24	0.1μF
C25	0.1μF

國際調查報告

國際調查報告

100-442804 of Authorization No. PCT/SE 91/00106		
IN DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT (CONTINUED FROM THE SECOND SHEET)		
Category *	Character of Document, and indication, where appropriate, of the relevant paragraph	Reference to Claim in
A	US, A, 4183360 (W CARLSON ET AL) 15 January 1980, see the whole document	1-10
A	DE, CI, 3811689 (WATTERMANN & CIE) 1 June 1989, see the whole document	1-10
A	NO, A1, 8503211 (JOHNSON MATTHEY PUBLIC LIMITED COMPANY) 1 August 1985, see the whole document	1-10
A	EP, A3, 0109828 (MEDASID LTD) 30 May 1984, see the whole document	1-10
A	EP, A1, 0319158 (THE BOC GROUP, INC.) 7 June 1989, see the whole document	1-10

Form document issued in foreign report	Publication date	Partial family connection	Publication date	
US-A- 4788982	88-12-06	EP-A- SE-A-	0232234 8600289	87-08-12 87-07-24
EP-A3- 0335257	89-10-04	JP-A- US-A- US-A-	2045041 4911167 4934272	90-02-15 90-03-27 90-06-19
EP-A1- 0341327	89-11-15	JP-A-	1320465	89-12-26
EP-A1- 0349755	90-01-10	JP-A- US-A- JP-A- JP-A-	2126831 4915118 2088040 2088042	90-03-15 90-04-10 90-03-28 90-03-28
US-A- 4183360	80-01-15	NONE		
DE-C1- 3811589	89-06-01	EP-A-	0337317	89-10-18
WO-A1- 8503211	85-03-01	EP-A-	0168461	86-01-22
EP-A3- 0109826	84-05-30	JP-A-	59159236	84-09-10
EP-A1- 0319158	89-06-07	JP-A- US-A-	1262139 4800385	89-10-19 89-01-31

第1頁の続き

⑦発 明 者 オベルク エーク

スウェーデン国、ユングスロ 60 エス-590 ユーグルバーゲン
79

⑦出 願 人 オベルク エーク

スウェーデン国、ユングスロ 60 エス-590 ユーグルバーゲン
79

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.